Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Über die Belastung von Pfeilerzähnen bei prothetischen Konstruktionen mit starrer Verbindung unter Verwendung von Dehnungsmeßstreifen

(Ein Modellversuch)

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HANS-WERNER OEHMKE
aus Berlin

1983

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Über die Belastung von Pfeilerzähnen bei prothetischen Konstruktionen mit starrer Verbindung unter Verwendung von Dehnungsmeßstreifen

(Ein Modellversuch)

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
HANS-WERNER OEHMKE
aus Berlin

1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. W. Frommhold

1. Berichterstatter: Professor Dr. E. Körber
2. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. N. Schwenzer

---

gedruckt bei H.- J. Köhler , Reprografischer Betrieb , Tübingen

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
2.	LITERATURÜBERSICHT	3
3.	EIGENE VERSUCHE	11
3.1.	A) Vorversuche	11
3.2.	Die Modellherstellung	11
3.3.	Testmodelle mit Abbildungen 2, 3 u. 4	14
3.4.	B) Hauptversuch	18
3.5.	Material	18
3.6.	Belastungsmethode	18
3.7.	Skizze der Konstruktionen 33 bis 43 bis 47	19
3.8.	Messungen	21
3.9.	Meßtechnik	22
3.10.	Blockschaltbild der Meßanordnung	23
4.	MESSERGEBNISSE DES HAUPTVERSUCHS	25
4.1.	Ergebnisse bei vertikaler Belastung	25
4.2.	Ergebnisse bei horizontaler Belastung	29
4.3.	Diagramme der wichtigsten Meßergebnisse	30
4.4.	Aufzeichnungen des Kompensationsschreibers als Beispiele der Messungen bei vertikaler Belastung	33
5.	EICHUNG VON DMS 1 UND 2	35
5.1.	Meßergebnisse der Eichung	36
5.2.	Darstellung der Eichkurven	38
5.3.	Aufzeichnungen des Kompensationsschreibers als Beispiele der durchgeführten Eichung	40
6.	ERGEBNISSE	42
7.	DISKUSSION	46
8.	ZUSAMMENFASSUNG	49
9.	LITERATURVERZEICHNIS	51

DANKSAGUNG / LEBENSLAUF

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543928_0134

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Die Anforderungen auf dem Gebiet der zahnärztlichen Prothetik stiegen in den letzten Jahren erheblich. So z.B. verursachte die wachsende Lebenserwartung der zivilisierten Bevölkerung, die trotz Prophylaxe weiter unter Zahnverlust leidet, oft die Notwendigkeit einer prothetischen Versorgung über 20 - 30 Jahre hinweg. Außerdem hat sich die Erwartungshaltung der Patienten gegenüber einer Prothese stark verändert. Eine gute Prothese muß unauffällig sein, sie soll die Kaufunktion voll erfüllen, und sie darf keine Störfaktoren für den Patienten aufweisen.

Eine der schwierigsten Aufgaben stellt sich dem Prothetiker bei der Ergänzung der verkürzten Zahnreihen (Freiendprothesen). Doch gerade diese Art der Versorgung benötigt ein hoher Prozentsatz der Patienten. Das Hauptproblem bei der Versorgung der verkürzten Zahnreihen liegt darin, die auftretenden Belastungen (vor allem die Kaubelastung) möglichst so zu verteilen, daß weder die Parodontien der Restzähne (Pfeilerzähne) noch die zahnlosen Alveolarkämme (Prothesenlager) zu stark beansprucht werden. Übersteigt der Reiz der Prothese die natürliche Anpassungsfähigkeit der Gewebe, so werden die Pfeilerzähne frühzeitig gelockert und der Alveolarknochen reagiert verstärkt mit Um- und Abbauvorgängen.

Um eine gleichmäßigere Belastung der Pfeilerzähne zu erreichen, lag es nahe, diese miteinander zu verbinden (Verblockung), damit eine Kraftübertragung möglich wird. Einzeln stehende Zähne werden durch Stege verbunden, um sie zu stabilisieren und besser zur Abstützung und Verankerung heranziehen zu können. Die dadurch veränderten Belastungen für die Pfeilerzähne sind bisher wenig untersucht worden. Dies betrifft auch die Belastungen, die von der partiellen Prothese übertragen werden.

Um den erhöhten Anforderungen der Patienten an eine partielle Prothese nahe zu kommen, wäre es nun wünschenswert, zu Beginn der Behandlung rechnerisch festlegen zu können, welchen Belastungen die Pfeilerzähne und das Prothesenlager durch die prothetische Konstruktion ausgesetzt sind. Dies ist jedoch, bedingt durch die unregelmäßig geformten Prothesen und die biologischen Gewebe der Mundhöhle, kaum möglich. Es bleiben also nur Modellversuche oder Versuche direkt am Patienten, um über die auftretende Belastung Auskunft zu erhalten.

In der vorliegenden Arbeit sollen die Möglichkeiten und Probleme des Modellversuchs zur Belastungsbestimmung der Pfeilerzähne bei prothetisch starren Konstruktionen in Verbindung mit Verblockungen aufgezeigt und diskutiert werden.

Es soll zunächst ein kurzer Überblick über den derzeitigen wissenschaftlichen Erkenntnisstand gegeben, anschließend der durchgeführte Modellversuch beschrieben und die Meßwerte aufgelistet werden.

Abschließend werden die Meßergebnisse diskutiert und bewertet.

2. LITERATURÜBERSICHT

Die Frage, wie sich ein Pfeilerzahn während der Belastung des mit ihm verbundenen Prothesensattels verhält, wurde bisher nur in wenigen Arbeiten untersucht.

Mit einer Apparatur zur Messung der Zahnbeweglichkeit (HOFMANN, M. 1967a) wurden Pfeilerzahnauslenkungen am Patienten gemessen, die bei Belastung von Einstückgußprothesen mit Ney-Klammern auftraten (STROM, J. 1965). Die Prothesen wurden an verschiedenen Stellen mit einem Federdynamometer mit 1000 pond belastet. Dabei konnten Pfeilerzahnbewegungen in allen Dimensionen bis 120 µm gemessen werden.

Bei der Fortführung der Untersuchungen (WIELAND, W.-H. 1966) konnte gezeigt werden, daß die Einstückgußprothesen mit Ney-Klammern einen gewissen stabilisierenden Charakter in Bezug auf die zu messende Zahnbeweglichkeit der Pfeilerzähne haben. Bei starrer Lagerung der Prothese und Belastung des Sattels mit 1000 pond an verschiedenen Stellen ist die Zahnbeweglichkeit geringer im Verhältnis zur freien Bewegung (ohne Prothese) und direkt angreifender Kraft am Pfeilerzahn. Die wirklich auftretenden Belastungen am Pfeilerzahn konnten nicht gemessen werden.

In einer anderen Arbeit (HOFMANN, M. 1967b) wurde das Verhalten eines oberen Eckzahnes, der als Pfeilerzahn diente, untersucht. Bei einer Belastung des Sattels von 1000 pond mit einem Federdynamometer an verschiedenen Stellen bei geöffnetem Munde zeigte sich, daß die Bewegungen, die der Zahn ausführt, abhängig sind vom Ort der Belastung. Der Pfeilerzahn wurde dabei nicht nur in die Alveole eingedrückt und nach oral, vestibulär und distal gekippt, sondern er wurde auch aus der Alveole herausgehoben.
Die Exkursionsbewegungen lagen teilweise erheblich über der physiologischen Norm (starre Lagerung).

Es gibt auch die Möglichkeit, durch Messen einiger variabler Werte die erzwungene Kippbewegung eines Pfeilerzahnes nach distal zu berechnen (REHM, H., KÖRBER, E. und KÖRBER, K.H. 1962). Dazu wurde, mit Hilfe eines eigens konstruierten elektrischen Meßgerätes, die durchschnittliche Schleimhautresilienz von 0,3 mm gemessen. Bei Annahme einer durchschnittlichen Zahnwurzellänge von 20 mm, einer Länge des Freiendsattels von 40 mm und einer Intrusion des Zahnes von 70 µm, sowie eines Drehpunktes im unteren Wurzeldrittel, läßt sich eine funktionelle horizontale Distalbewegung des starr unter dem Sattel (Konuskronen) verbundenen Stützzahnes von etwa 100 µm errechnen. Diese erzwungene Kippbewegung soll, nach Angaben der Autoren, noch innerhalb der physiologisch möglichen Zahnbeweglichkeit liegen.

An Hand von vier Patienten wurde der Einfluß von verschiedenen Prothesenkonstruktionen (dental abgestützte und nicht abgestützte Freiendprothesen) auf die Beweglichkeitszunahme der Pfeilerzähne untersucht (FENNER, W. 1955). Zur Messung der Zahnbeweglichkeit benutzte er eine speziell konstruierte Apparatur (MÜHLEMANN, H.R. 1951). Die Patienten besaßen ein anteriores Restgebiß (von 33 bis 43), bei dem die Prothesen an den Eckzähnen befestigt wurden. Nach einer Versuchsdauer von sechs Monaten wurde eine um 30 % - 50 % höhere Zahnbeweglichkeit gemessen, unabhängig von der Abstützung, wobei bei der starren Lagerung die Zahnbeweglichkeit geringer schien.

Durch elektronisch-meßtechnische Untersuchungen (KÖRBER, K.H. 1970) konnte nachgewiesen werden, daß die dynamische Beanspruchung eines Pfeilerzahnes durch die Prothese, verglichen mit der physiologischen Zahnbelastung, um ein Vielfaches größer ist. Alle Schwingungsanteile werden durch Hebelwirkungen bzw. Übertragungen vergrößert und wirken mit einer 2 bis 10fach verstärkten Amplitude auf den Pfeilerzahn. Weiter stellte er fest, daß jeder Zahn eine spezifische Bewegungsbahn hat, unabhängig von der jeweiligen

Belastungsrichtung. Unter Prothesenbelastung jedoch wird ein Pfeilerzahn in Bewegungsbahnen gezwungen, die unphysiologische Beanspruchungen des Parodontiums hervorrufen. Vergleichende Beobachtungen zeigten, daß starre Konstruktionen (Konuskronen mit Einstückgußprothesen) durch die Blockierung gegenüber halbstarren (Doppelarmklammern mit Einstückgußprothesen) oder schleimhautgetragenen (nur mit Halteklammern versehen) geringere Bewegungsamplituden an den Pfeilerzähnen und an der Prothese verursachten.

Ähnliche Ergebnisse erbrachte die Arbeit von SIEBERT, G. und SCHULZ, W. 1978: Mit Hilfe von induktiven Wegaufnehmern, die an paraokklusalen Schienen aus Kunststoff eingefügt waren, wurde die Auslenkung der Pfeilerzähne an zwei Patienten während der Leermastikation in transversaler und sagittaler Ebene gemessen. Die Patienten waren mit Einstückgußprothesen versorgt, die mit unilateral bzw. bilateralen Sätteln und Bonwillklammern versehen waren (starre Abstützung). Dabei konnte gezeigt werden, daß sich nach Eingliedern der Prothesen die Bewegungscharakteristik der Pfeilerzähne ändert, die Bewegungsrichtungen zum Teil anders sind und sich auf längere Zeit eine größere Zahnbeweglichkeit der Pfeilerzähne einstellt.

Mit eingehenden theoretischen Berechnungen und Modellversuchen ging BAER, O. der Frage nach den Beziehungen zwischen Prothesensattel und Pfeilerzahn in Verbindung mit Geschieben und Transversalbügeln nach (BAER, O. 1963 und 1965). Die Ergebnisse wurden in 61 Lehrsätzen zusammengefaßt. Danach ist unter anderem die Pfeilerzahnkinematik stets eine Funktion der Sattelbewegung, wobei es eine reine Translation des Sattels nicht gibt. Der Sattel führt als Folge des heterogenen Teguments stets Rotationen aus. Die Sattelkinematik ihrerseits ist eine Funktion der Verbindungselemente zwischen Sattel und Stützzahn.

In einer weiteren Untersuchung an einer Oberkiefer- und Unterkiefer-Freiendprothese (zum Ersatz des ersten und zweiten Molaren) konnte gezeigt werden (LUDWIG, P. 1976), daß ein mit einem starren Verbindungselement (z.B. Konuskrone) versehener Ankerzahn, die von einer Freiendprothese übertragenen Kräfte nicht physiologisch verkraften kann. Bei einer Sattelbelastung von 1 Kp - 5 Kp vertikal tritt (bei kurzem proximal abgestütztem Sattel) eine unphysiologische Horizontalbelastung in der Größenordnung von 0,5 Kp bis 1 Kp auf und bei distaler Sattelbelastung zusätzlich eine Extrusionsbelastung von 0,2 Kp bis 1,5 Kp. Daraus wird der Schluß gezogen, daß eine direkte Stabilisierung des teleskopierten Pfeilers durch Verblockung mit dem Nachbarzahn unerläßlich ist.

Bei einer Nachuntersuchung von 14 Patienten konnte gezeigt werden, daß die starre Verankerung bei Steg-Konstruktionen im Unterkiefer (33 bis 43) auf lange Sicht hin (nach 7 Jahren Tragezeit) die Pfeilerzähne bei Steg-Geschiebeprothesen parodontal stärker schädigt als bei Steg-Gelenk-Prothesen (WIRZ, J. 1973). Die Schädigung des Pfeilerparodonts, der Entzündungsgrad der Gingiva rings um die Pfeilerzähne, die Taschentiefe und die Zahnbeweglichkeit waren bei Steg-Geschiebe Prothesen größer. Ursache ist nach Ansicht des Autors die unterschiedliche Art der Kraftübertragung.

Bei der Steg-Geschiebe-Prothese ist die Retention völlig starr; die Kräfte, die sich auf die Pfeilerzähne übertragen, werden nicht durch elastische Elemente teilweise abgefangen und abgeschwächt. Die gesamte Kraft überträgt sich, infolge der großen Hebelwirkung, körperhaft auf das Pfeilerparodont.

Ein anderes Problem der Prothetik ist die Dimensionierung der Prothesen-Konstruktionen. Einerseits sollen Brücken, Einstückgußprothesen, Plattenprothesen starr und verwindungssteif sein -dies erfordert eine stabile voluminöse Ausführung- andererseits sollen alle Konstruktionen möglichst grazil sein,

damit eine Behinderung für den Patienten nicht eintritt.

Sehr früh schon konnte mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen (DMS) nachgewiesen werden, daß die in der Prothetik verwendeten Konstruktionen keinesfalls starr sind (VAN THIEL, A. 1957).

Andere Untersuchungen (JÜDE, H.-D. 1970 a.u.b, WINDECKER, D. und HERMANNS, W. 1970) am Modell und am Patienten zeigten, daß sich Einstückgußprothesen bei normaler Kaubelastung (10 Kp) und normaler Dicke des Prothesengerüsts (Wachsschablonen der Firma Dentaurum) verwindeten. Es traten Sattelkippungen um eine transversale und eine sagittale Achse auf. Nach Angaben von WINDECKER, D. und HERMANNS, W. 1970 sollte bei einer Dimensionierung eines Unterkiefer-Bügels von 2 x 4 mm dieser genügend verwindungssteif sein.

KLÖTZER, W. 1960 und PIOTRAUT, J. 1976 konnten mit Hilfe von DMS zeigen, daß sich zahnärztliche Brückenarbeiten bei vertikaler Belastung bis ca. 20 Kp durchbogen. Darüber hinaus konnte mit einem optischen Verfahren (KLÖTZER, W. 1960) nachgewiesen werden, daß bei der Belastung der Brücken die Brückenpfeiler eine Kippung von 0^{o} 17' bis zu 0^{o} 55' erfahren. Brückenzwischenglieder, welche die Pfeilerzähne nicht tangential verbinden, belasten die Pfeilerzähne unphysiologisch. Dies trifft bei Brücken auch auf Pfeilerzähne mit gekrümmten Wurzeln bei Kaubelastung zu (PIOTRAUT, J. 1976).

Zusätzlich zu den Belastungen, die von einer Prothese über eine verblockte Konstruktion auf die Pfeilerzähne übertragen werden, entstehen Belastungen durch die Deformation des Skelettsystems.

Mit Hilfe von sogenannten Geberbrücken unter Verwendung von DMS konnte nachgewiesen werden, daß sich beim Abbeißvorgang (Frontzahnbelastung), sowie bei der Kaubelastung

(Seitenzahnbelastung) die horizontalen UK-Äste durchbiegen (MARX, H. 1967). Dabei werden die Zahnreihen "aufgefächert", d.h. die Zähne bewegen sich geringfügig auseinander. Experimentell wurde festgestellt, daß dabei, bedingt durch die Blockierung, Kräfte von ca. 60 p - 120 p auf die Wurzeln wirken. Bei stärkerer Dimensionierung des Brückensteges (2 mm) konnten die Zähne aufgrund der geringeren Kräfte keine Bewegungen mehr ausführen.

Eine andere Untersuchung zeigt (JUNG, F. 1960), daß bei Mundöffnung und beim Vorschub des Unterkiefers die knöcherne Unterkieferspange eine Kompression erleidet, so daß es zu einer Annäherung der Seitenzahnreihen kommt.

Bei Untersuchungen mit induktiven Wegaufnehmern in paraokklusalen Schienen (SIEBERT, G. 1980) konnte gezeigt werden, daß sich bei extremen Positionsveränderungen des Unterkiefers ohne Antagonistenkontakt und während der Leermastikation Zahnauslenkungen nach lingual, distal, cranial und caudal bis 60 µm in der physiologischen Norm ergeben. Diese ständigen Auslenkungen sollen nach KÖRBER, K.H., HOFMANN und anderen die physiologische Funktion des Desmodontes erhalten. Um die Belastungen, die der Pfeilerzahn erfährt, zu verringern, empfehlen sie, die Zähne zu verblocken.

Ein mögliches Verfahren (DOLDER, E. und SCHÄRER, P. 1961) ist, die Zahnkronen zu kürzen, die verbleibenden Wurzelstümpfe zu überkappen und die Zähne durch Stege zu verbinden. Nach einer Untersuchung der Autoren betrug die Zahnbeweglichkeit der ungekürzten Zähne in mesio-distaler Richtung (cervikal) 22,5 µm und nach Kürzung und Stegverblockung jedoch nur noch 2,8 µm. Die Autoren gehen jedoch weder auf das Verhalten der Pfeilerzähne unter Belastung durch Prothesen noch auf die Pfeilerzahnbelastungen durch den Steg ein. Voraussetzung für das o.g. Vorgehen ist heute, daß bereits devitale Zähne, die mit symptomlosen Wurzelfüllungen versorgt sind, vorliegen und nicht erst geschaffen werden.

Bei einer Nachuntersuchung von 129 abnehmbaren Brücken mit 724 Pfeilerzähnen bei einer durchschnittlichen Tragezeit von 5 Jahren ergab sich, daß die besten Resultate bei einer Verblockung von 3 Pfeilerzähnen erreicht wurden (KÖRBER, E. 1977). Bei drei verblockten Pfeilerzähnen ist der Höhenabbau des Alveolarknochens und die Zahnfleischtaschentiefe geringer als bei 1 - 2 oder 4 - 5 und 6 - 8 Pfeilerzähnen.

Andere Nachuntersuchungen zeigen ebenfalls, daß Verblockungsmaßnahmen einen positiven Effekt erzielen (KERSCHBAUM, TH. und VOSS, R. 1977). Die meisten der verblockten Zähne in dieser Nachuntersuchung waren einseitig mit einer Nachbarkrone und mit dem Restgebiß durch eine Auflageklammer verbunden. Die Zahnlockerung wird verlangsamt, die parodontalen Verhältnisse werden nicht verschlechtert (Taschentiefe, Parodontopathien, marginaler Knochenabbau).

Mit induktiven Kraft- und Wegaufnehmern durchgeführte Untersuchungen am Modell und am Patienten zeigen den Einfluß der verschieden ausgedehnten Prothesensättel (unilateral starre und beweglich gelagerte Freiendprothesen) auf die Pfeilerkinematik und Pfeilerbelastung (LUDWIG, P. und RARISCH, B. 1976 a.u.c und 1979). Hier ergab sich, daß neben den vertikal-intrusiven auch erhebliche horizontale und vertikal-extrusive Pfeilerbelastungen auftreten. Durch die primäre Blockierung des Endpfeilers mit seinem Nachbarn konnten die Bewegungsamplituden der Prothesenpfeiler um ca. 45 % reduziert werden. Die Sattelkinematik ist im Wesentlichen durch die Sattelform festgelegt. Sie kann durch die mechanischen Eigenschaften von Verbindungselementen prinzipiell nicht geändert, sondern lediglich auf Kosten einer gesteigerten Pfeilerbelastung unterdrückt werden.

Die Frage, wie sich durch eine Stegverbindung die auf einen Pfeilerzahn einwirkenden Kräfte auf einen anderen Pfeilerzahn übertragen, wurde bisher nicht untersucht. Die vorliegende Arbeit soll ein Beitrag zu dieser Frage sein.

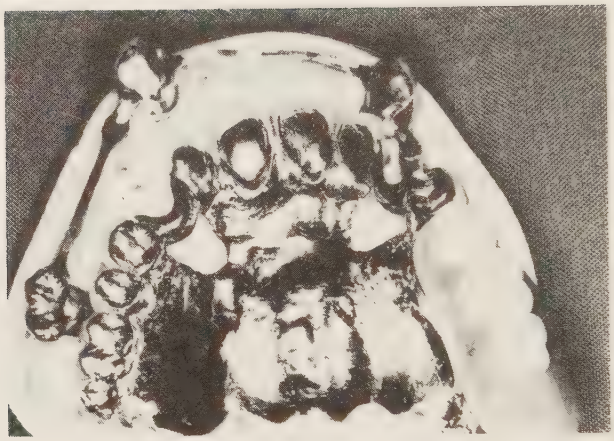


Abb. 1: Diese Abbildung zeigt einen klinischen Fall. Hier wurde eine Oberkiefer-Einstückgußprothese an die mit den gefrästen Stegen verbundenen Zähnen 18,13 u. 23 völlig starr befestigt.

3. EIGENE VERSUCHE

Anhand eines Modellversuches sollen folgende Punkte geprüft werden:

1.) Die horizontale Auslenkung der Wurzelspitze eines Pfeilerzahnes bei Belastung.

2.) Der Stabilisierungseffekt, der durch Verblockung des Pfeilerzahnes entsteht.

3.) Der Einfluß, den eine pfeilerzahnnahe und eine pfeilerzahnferne Belastung in Bezug auf die horizontale Beanspruchung der Wurzelspitze des Pfeilerzahnes hat.

4.) Welche Torsionen ein Steg zwischen zwei Pfeilerzähnen bei Belastung erfährt.

3.1. A) Vorversuche

3.2. Die Modellherstellung

Als Vorlage für die Modelle wurden die Frasaco-Silikon-Formen (Stuttgarter Modell) und als Modellzähne die dazu passenden Frasaco-Zähne benutzt.

Um die Frasaco-Zähne in Metall zu überführen, ist es notwendig, diese aus einem rückstandslos ausbrennenden Kunststoff herzustellen.

Die Zähne wurden zunächst apikal mit Wachs etwas verlängert, um damit z.B. eine Eckzahnlänge von 22 mm zu erreichen. Danach wurden sie bis zur Hälfte in Silikon (Silaplast) eingebettet. Einige Säge-Pins am Rande des Materials dienten als Führung. Nach Abbinden wurde die andere Hälfte mit Silikon abgedeckt. Der auf diese Weise hergestellte Abdruck

der Zähne konnte nun mehrmals mit Wachs oder Kunststoff ausgegossen werden. Dazu wurde ein Kunststoff (Palavit G) verwandt. Die Wurzeln dieser Kunststoff-Zähne wurden nun bis zum Zahnhals hin mit einer dünnen Wachsplatte (ca. 0,3 mm dick) faltenfrei überzogen. Durch diese Wachsdicke sollte später, wenn das Wachs durch ein Silikon ersetzt ist, die nötige Zahnbeweglichkeit erreicht werden. Die so vorbereiteten und einvaselinierten Zähne wurden nun in die Frasaco-Silikon-Form gesteckt. Beim Ausgießen der Form mit Kunststoff (Palapress) wird zunächst diese nur halb mit Kunststoff gefüllt und dabei darauf geachtet, daß durch Drehen der Form der Kunststoff auch an allen Wänden der Form bis zum Rand vorhanden ist. Nach Aushärten der ersten Hälfte im Drucktopf konnte dann die zweite Hälfte mit Kunststoff ausgegossen werden, ohne daß Siedeblasen entstehen.

Man erhält auf diese Weise ein Kunststoff-Modell mit den jeweiligen Palavit-G-Zähnen. Die übrigen Kunststoff-Zähne, die beim Modellieren der Konstruktion stören, wurden abgefräst, so daß ein Alveolarkamm entsteht.

Nun kann auf dem Modell die Konstruktion modelliert werden. Die Stege (Wachs- oder Kunststoffprofile) wurden an die Palavit-G-Zähne mit dem Parallelometer angewachst. Es wurden Kunststoffprofile aus 2 mm dicken Tiefziehfolien benutzt. Nach Anbringen der Gußkanäle wurde die Konstruktion vom Modell vorsichtig entfernt und in der üblichen Weise eingebettet, gegossen und ausgearbeitet. Es zeigte sich, daß es beim Gießen solcher Objekte (massive Zähne) nach wie vor ratsam ist, einen verlorenen Kopf und Luftabzugskanäle anzubringen.

Um eine Schleimhautresilienz herzustellen, wurde nun noch eine ca. 2 mm - 3 mm dicke Schicht vom Kunststoffmodell an den entsprechenden Stellen abgefräst, und dann wurden Wachsplatten von exakt 2 mm Dicke aufgebracht. Über die gesamte Konstruktion wurde nun ein Konter gegossen, das

Wachs anschließend ausgebrüht und der vorhandene Hohlraum mit einem Silikon gefüllt.

Um ein funktionsfähiges Modell zu erhalten, mußten nun noch die DMS appliziert werden. Die DMS müssen mit ihrer aktiven Meßrichtung immer senkrecht zur Auslenkungs- und Belastungsrichtung des Zahnes stehen. Die jeweilige Auslenkungs- und Belastungsrichtung wurde optisch festgestellt, bevor die DMS angebracht waren. Danach richteten sich auch die Schlitzrichtungen in den Wurzeln bei den Modellen III und IV (s. Seite 19). Bei diesen beiden Konstruktionen war es nötig, die Wurzeln von apikal her bis zum Cervikalrand mittig durch einen eingefrästen Schlitz von ca. 1 mm zu trennen. In diesen Schlitz wurden dann die DMS an eine Wurzelseite geklebt. Das Ankleben der DMS erfolgte mit dem Spezialkleber Z 70 (Hottinger Baldwin) auf eine völlig ebene, entfettete und gesäuberte Metalloberfläche.

Die Verkabelung der DMS ist aus dem Blockschaltbild (Seite 23) sichtbar. Die DMS zur Temperaturkompensation wurden an eine unbelastete Stelle auf der Rückseite des Modells auf Metallplättchen befestigt (Seite 20, Abb. 6).

Es soll nun im Einzelnen der Werdegang bis zum endgültigen Meß-Modell beschrieben werden.

3.3. Testmodelle mit Abbildungen 2,3, u. 4

Es mußte zunächst geprüft werden, ob die Konstruktion mit DMS verwertbare Ergebnisse liefert. Dazu wurde folgendes Modell hergestellt:

Modell I: (s. Abb. 2, Seite 16)

Die Modellherstellung erfolgte wie oben beschrieben. Die Metallkonstruktion (Degussa Phantommetall) umfaßte den Zahn 33, der nach distal mit dem Steg (2 mm breit, 3 mm hoch, 22 mm lang) und dem Zahn 34 verbunden war. Der Zahn 34 bestand nur aus einem Wurzelstumpf mit oral-vestibulärer Schlitzrichtung und einer distalen Verlängerung zur Aufnahme der Lötstellen des DMS. Der DMS wurde direkt über der geschlitzten Wurzel aufgeklebt (Abb. 2, Zahn 34).

Das Modellmaterial bestand aus Palapress (Kunststoff) und Silasoft (Schleimhautresilienz und Parodontium).

Die Versuche mit diesem Modell zeigten, daß es im Prinzip möglich ist, mit dieser Methode horizontale Pfeilerzahnbeanspruchungen zu messen.

Die Belastung erfolgte durch Anhängen von Gewichten an einen speziell gebogenen Haken in die eingefrästen Rillen an den Belastungsstellen des Steges (s. Abb. 2, Seite 16).

Um Auskünfte zu erhalten, wie die Kräfte über einen Steg von 33 nach 43 übertragen werden, wurde ein weiteres Modell angefertigt.

Modell II: (s. Abb. 3, Seite 17)

Das Modell war baulich mit Modell I -bis auf folgende Verbesserungen- gleich:

1.) Die Meßkabel, die von den DMS wegführen, wurden direkt im Modell verlegt.

2.) Die Konstruktion wurde auf 34,33 bis 43, 44 erweitert.

3.) Dabei wurde ein DMS wieder direkt über dem geschlitzten Wurzelstumpf (44) und ein anderer vorne auf dem Steg 33 bis 43 angebracht.

Bei den durchgeführten Messungen der Beanspruchungen zeigte sich, daß verschiedene Verbesserungen nötig waren, die zu einem dritten Modell führten.

Modell III: (s. Abb. 4, Seite 17)

Bei diesem Modell wurde die horizontale Beanspruchung der Pfeilerzähne nicht mehr über den Umweg des Wurzelstumpfes gemessen, sondern durch Schlitzung der Wurzel 33 und 43 direkt. Dazu wurden die DMS in den Wurzelschlitz auf eine der gefrästen Wurzelhälften geklebt. Da sich das Phantom-Metall als zu weich erwies, wurde diese Konstruktion in Palliag gegossen. Um eine natürliche Resilienz (Schleimhaut und Parodontium) zu erhalten, wurde anstelle von Silasoft das Material Silone benutzt. Um eine bessere Haftung der Silone auf dem Kunststoff-Modell zu erreichen, wurde dieses vor Aufbringen der Silone mit Haftlack (Sili-Spray) eingesprüht. Die Stege wurden etwas größer dimensioniert (2 mm breit, 3,5 mm hoch und 27 mm lang) und die Meßpunkte A (2 cm distal von 33), B (1 cm distal von 33) und C (direkt distal von 33, s. Skizze) durch eingefräste Rillen genau bestimmt. Die Schlitzrichtung und Anbringung der DMS ist wie beim Modell IV (s. Skizze). Auf der Rückseite des

Modells wurde noch ein DMS zur Temperaturkompensation angebracht.

Die mit diesem Modell erzielten Meßergebnisse entsprechen denen, die mit dem Modell IV gemessen wurden. Das Modell IV wurde hergestellt,um festzustellen, welchen Einfluß eine Verbindung der Konstruktion 33 bis 43 mit dem Zahn 47 hat.

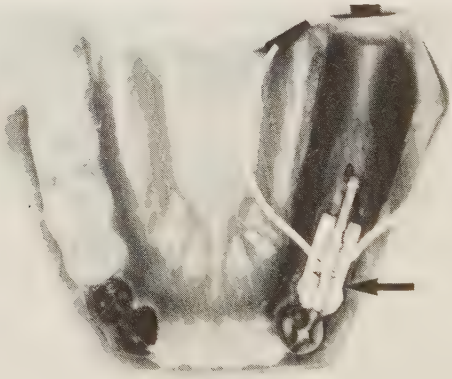


Abb. 2: zeigt das Modell I mit der Metallkonstruktion 33 und 34 und dem aufgeklebten DMS (Pfeil)

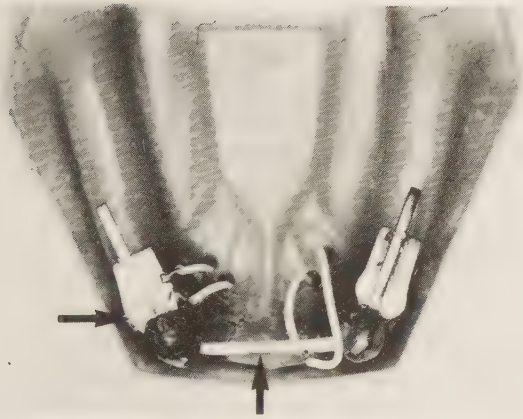


Abb. 3: zeigt das Modell II mit der Metallkonstruktion 33, 34 bis 43, 44 mit einem DMS auf dem Steg 33 bis 43 und einem DMS auf dem Wurzelstumpf 44 (Pfeile)

Abb. 4: zeigt das Modell III mit der Metallkonstruktion 33 bis 43. DMS sind in den geschlitzten Wurzeln von 33 und 43 und auf dem Steg 33 bis 43 angebracht (Pfeile)

3.4. B) Hauptversuch

Modell IV: (s. Abb. 5,6,7 u. S.20 u. 21 sowie Skizze S. 19)

An diesem Modell wurden die angegebenen Messungen durchgeführt. Die Modellherstellung erfolgte wie beschrieben.

3.5. Material

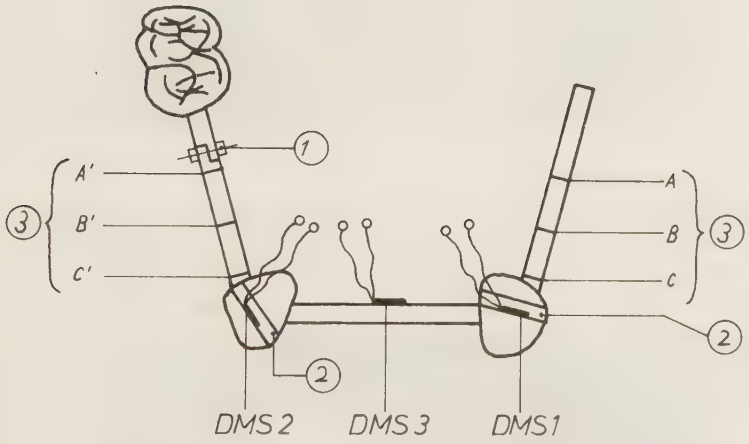
Als Modellkunststoff wurde Palapress verwandt. Für die nötige Pfeilerzahnbeweglichkeit sorgte ein Silikon (Silone). Die Konstruktion 33 bis 43 bis 47 (47 abschraubbar mit handgefrästem Geschiebe) wurde aus Palliag gegossen (Stege 2 mm breit, 4 mm hoch). Die Belastungsstellen A bzw. A' (2 cm distal von 33 bzw. 43), B bzw. B' (1 cm distal von 33 bzw. 43) und C bzw. C' (direkt distal von 33 bzw. 43) wurden durch eingefräste Rillen genau bestimmt. Die Schlitzrichtungen der Wurzeln und die Applikationsstellen der DMS sind aus der Skizze zu ersehen. Die DMS müssen mit ihrer aktiven Meßrichtung immer senkrecht zur Auslenkungs- und Belastungsrichtung des Zahnes stehen. Die jeweilige Auslenkungs- und Belastungsrichtung wurde optisch festgestellt. Danach richteten sich auch die Schlitzrichtungen in den Wurzeln und die Anbringung der DMS. Auf der Rückseite des Modells wurde ebenfalls wieder ein DMS zur Temperaturkompensation auf einem Metallplättchen von 8 x 8 x 2 mm angebracht. Zur Vereinfachung wird im folgenden Text die Konstruktion 33 bis 43 als Konstruktion A und die Konstruktion 33 bis 43 bis 47 als Konstruktion B bezeichnet.

3.6. Belastungsmethode

Die Belastung erfolgte durch Anhängen von Gewichten mit 2,5, 5,0 und 10,0 Newton. Bei der vertikalen Belastung wurden die Gewichte über einen speziell gebogenen Haken in die eingefrästen Rillen an den Belastungsstellen eingehängt.

Bei der horizontalen Belastung wurden Gewichte über einen Faden und eine Umlenkrolle exakt horizontal und senkrecht zum belasteten Steg in Position gebracht.

3.7. Skizze der Konstruktionen 33 bis 43 bis 47



1 - handgefrästes Geschiebe mit Verschraubung

2 - gefräste Schlitze mit DMS

3 - Belastungspunkte

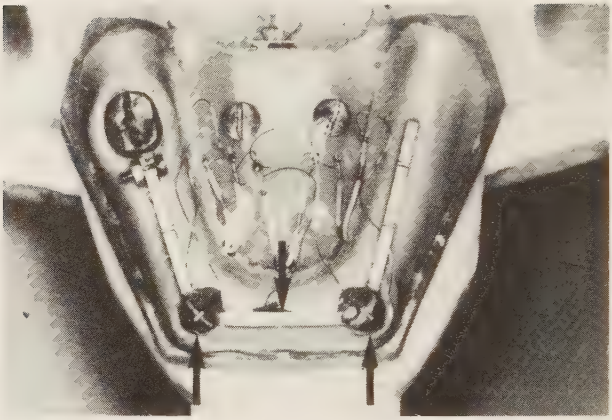


Abb. 5: zeigt das Modell IV mit der Metallkonstruktion 33 bis 43 bis 47. Die DMS sind wie beim Modell III angebracht (Pfeile). Gut sichtbar ist die Verschraubung des Steges 43 bis 47, sowie die eingefrästen Rillen an den Belastungsstellen.

Abb. 6: zeigt das Geschiebe mit der Verschraubung des Steges von 43 bis 47, sowie den DMS zur Temperaturkompensation auf der Modellrückseite.

Abb. 7: zeigt im Detail den Steg 33 bis 43 mit dem DMS 3. Am Zahn 33 ist gerade noch ein Teil des gefrästen Wurzelschlitzes zu sehen.

Da die bei der Kaubelastung zu erwartenden Kräfte in horizontale und vertikale Anteile zerlegt werden können, wurde als Belastungsrichtung für den Steg die horizontale und vertikale gewählt.

Zur Vereinfachung wurde auf einen Prothesensattel, der die Belastung teilweise auf die Schleimhaut überträgt, verzichtet. Die Belastung erfolgt also direkt an den Stegen und geht unvermindert auf die Pfeilerzähne über (völlig starre Konstruktion).

3.8. Messungen

Alle Messungen wurden 10 mal wiederholt, nachdem sich die Konstruktion von selbst in ihre Ausgangslage zurückgestellt hatte. Die angegebenen Ergebnisse stellen Mittelwerte aus den Messungen dar. Das Ablesen erfolgte jeweils nach 1-minütiger Belastung.

Gleichzeitig wurden alle Messungen mit einem Kompensationsschreiber mitgeschrieben (zum Vergleich der abgelesenen Meßwerte). Auf den Seiten 33 und 34 sind zwei dieser Aufzeichnungen als Beispiel angeführt.

3.9. Meßtechnik

Bei den Messungen wurden selbsttemperaturkompensierende Folien-Dehnungsmeßstreifen mit einem Meßgitter von 3 mm Länge und einem Widerstand von 120 Ω verwandt.

Die in der Konstruktion auftretenden Formänderungen (Dehnungen, Stauchungen, Torsionen) wurden an die mit Spezialkleber Z 70 (Hottinger und Baldwin[1]) befestigten Dehnungsmeßstreifen (DMS 1,2 u. 3)übertragen. Die DMS wandeln die Dehnungen und Stauchungen in Widerstandsänderungen um. Die Widerstandsänderungen, ausgedrückt durch eine proportionale Spannungsänderung, werden der Wheatstone'schen-Vollbrücke (TF-Verstärker) zugeführt. Die auftretenden Spannungen werden im Verstärker so weit verstärkt, daß sie am Analoganzeigegerät direkt in Skalenteilen abgelesen und gleichzeitig mit dem Schreiber mitgeschrieben werden können.

Zur Temperaturkompensation wurden an der Modellrückseite (Abb. 5 u. 6) Dehnungsmeßstreifen angebracht, die auf Palliag-Gußplättchen aufgeklebt waren.

Der TF-Verstärker arbeitete mit 5 KHz, die Brückenspannung betrug 2,5 V eff.

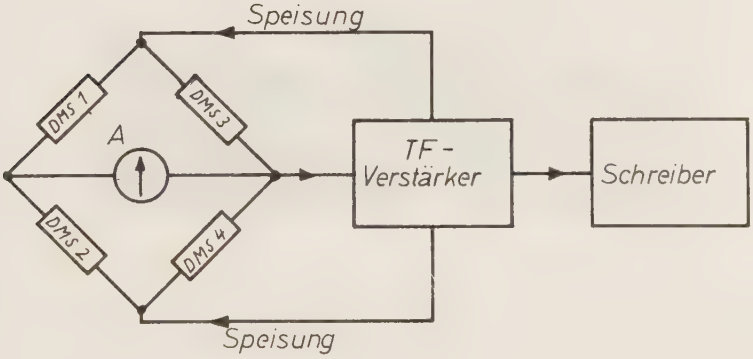
Die DMS 1 und DMS 2 wurden apikal, parallel zur Zahnachse auf die geschlitzten Wurzelhälften der Zähne 33 und 43 geklebt (siehe Skizze). Die DMS 3 wurde um 45° zur Steg-

---

1 Hottinger und Baldwin Meßtechnik GmbH
61 Darmstadt, Im Tiefen See 45

achse gedreht aufgeklebt, um so die Torsion des Steges besser messen zu können (Abb. 7).

3.10. Blockschaltbild der Meßanordnung



Schreiber:	Kompensationsschreiber
TF-Verstärker:	Trägerfrequenz - Meßverstärker 5 KHz Hottinger und Baldwine KWS 3082A
A:	Anzeigegerät mit Analoganzeige
Speisung:	Brückenspannung 2,5V_{eff}
DMS 1:	Aktiver DMS
DMS 2:	Temperaturkompensation (inaktiv)
DMS 3 und 4:	Sie befinden sich im TF-Verstärker und ergänzen die DMS 1 und 2 zu einer Wheatstone'schen Vollbrücke.

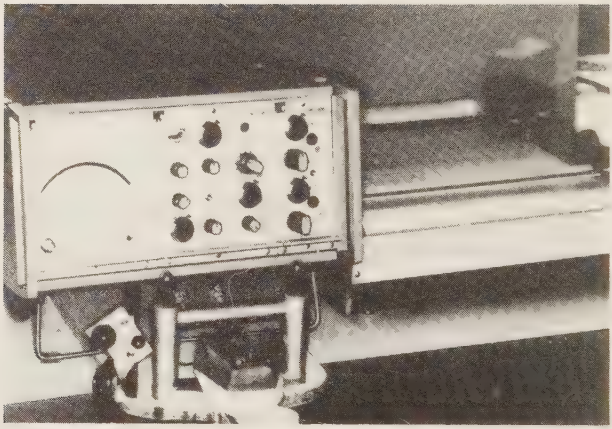


Abb. 8: zeigt die Meßanordnung

4. MESSERGEBNISSE DES HAUPTVERSUCHS

4.1. Ergebnisse bei vertikaler Belastung

Ergebnisse bei vertikaler Belastung der Konstruktion an den Stellen A, B und C mit Gewichten von 2,5 N, 5,0 N und 10,0 N, jeweils mit Zahn 47 und ohne Zahn 47, Angaben in Skalenteilen (SKT):

I. Messungen ohne Zahn 47 (Konstruktion A)

DMS 1 Meßbereich 1 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	+ 20	+ 41	+ 81
B	+ 12	+ 25	+ 49
C	+ 4	+ 8	+ 16

DMS 2 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	+ 1	+ 2	+ 4
B	0	0	+ 2
C	0	0	0

DMS 3 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	- 3	- 6	- 12
B	- 1	- 2	- 4
C	0	+ 1	0

II. Messungen mit Zahn 47 (Konstruktion B)

DMS 1 Meßbereich 1 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	+ 16	+ 36	+ 70
B	+ 8	+ 20	+ 42
C	+ 2	+ 6	+ 14

DMS 2 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	0	0	0
B	0	0	0
C	0	0	0

DMS 3 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	- 9	- 18	- 38
B	- 4	- 10	- 20
C	0	0	- 4

III. Messungen ohne Zahn 47 an den Belastungsstellen A', B', C' (Konstruktion A)

DMS 1 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A'	+ 16	+ 33	+ 66
B'	+ 2	+ 4	+ 8
C'	- 2	- 4	- 8

DMS 2 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A'	+ 3	+ 6	+ 12
B'	+ 1	+ 3	+ 6
C'	0	+ 1	+ 2

DMS 3 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A'	+ 3	+ 7	+ 13
B'	+ 2	+ 6	+ 11
C'	0	0	+ 0,5

IV. Messungen mit Zahn 47 an den Belastungsstellen A', B', C' (Konstruktion B)

DMS 1 Meßbereich 0,1 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A'	- 1	- 2	- 3
B'	- 3	- 7	- 12
C'	- 6	- 13	- 26

DMS 2 Meßbereich 0,1 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A'	0	+ 1	+ 1
B'	0	+ 1	+ 1,5
C'	0	+ 1	+ 1,5

DMS 3 Meßbereich 0,1 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A'	+ 2	+ 4	+ 6
B'	+ 2	+ 4	+ 6
C'	+ 2,5	+ 6	+ 7

4.2. Ergebnisse bei horizontaler Belastung

Ergebnisse bei horizontaler Belastung der Konstruktion an den Stellen A, B und C mit Gewichten von 2,5 N, 5,0 N und 10,0 N, jeweils mit und ohne Zahn 47, Angaben in Skalenteilen:

I. Messungen ohne Zahn 47 (Konstruktion A)

DMS 3 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	- 5	- 10	- 19
B	- 3	- 6	- 12
C	- 2,5	- 5	- 10

II. Messungen mit Zahn 47 (Konstruktion B)

DMS 3 Meßbereich 0,2 m V/V

	2,5 N	5,0 N	10,0 N
A	- 4	- 8	- 10
B	- 3	- 5,5	- 11
C	- 1	- 1	- 2

Seite 30,31,32 zeigt die wichtigsten Meßergebnisse noch einmal im Diagramm.

Auf den Seiten 33 und 34 sind als Beispiel zwei Aufzeichnungen, die mit dem Kompensationsschreiber mitgeschrieben worden sind.

4.3. Diagramme der wichtigsten Meßergebnisse

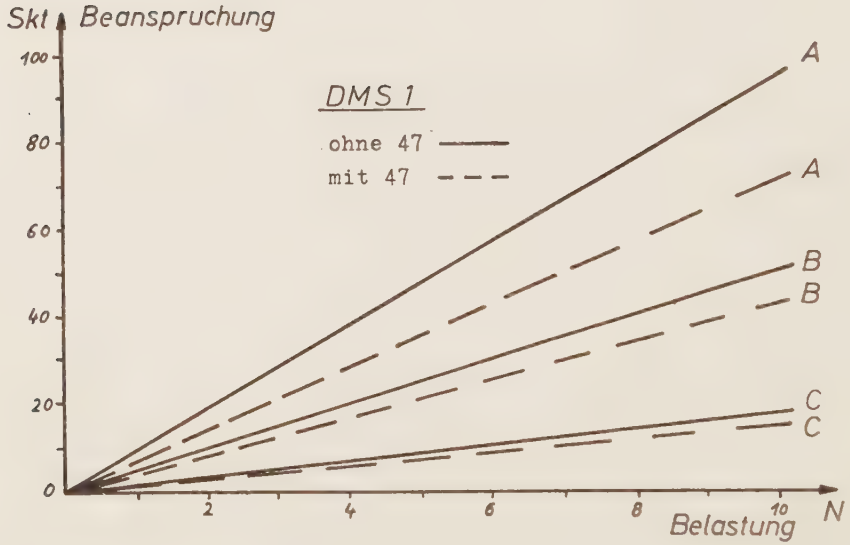


Abb. 8: Abhängigkeit der horizontalen Beanspruchung an der Zahnwurzel 33 von der vertikalen Belastung des Steges bei A, B und C mit und ohne den Zahn 47. Die Beanspruchung der Wurzel ist bei einer sattelnahen Belastung (C) mit dem Zahn 47 am geringsten.
Meßbereich 1 m V/V

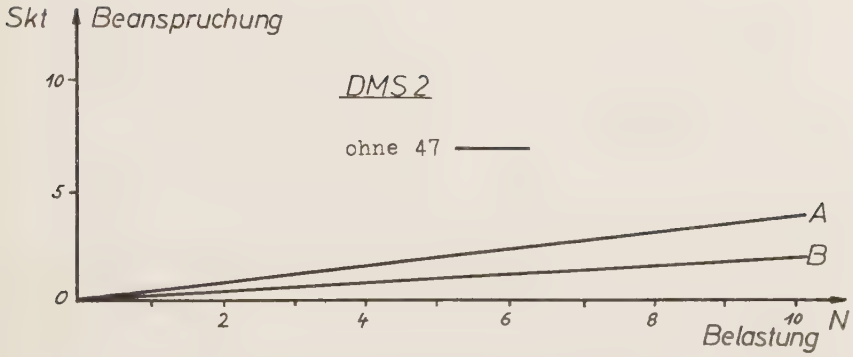


Abb. 9: Die Abhängigkeit der horizontalen Beanspruchung an der Zahnwurzel 43 von der vertikalen Belastung des Sattels bei A und B. Die Beanspruchung der Wurzel ist bei einer sattelfernen Belastung (A) am größten. Bei C war sie so gering, daß es in der Abbildung nicht erscheint.
Meßbereich 0,2 m V/V

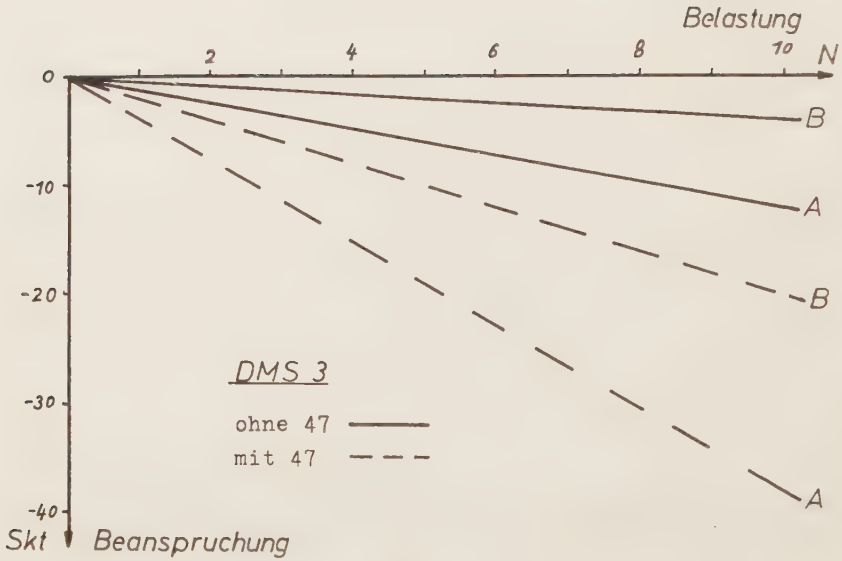
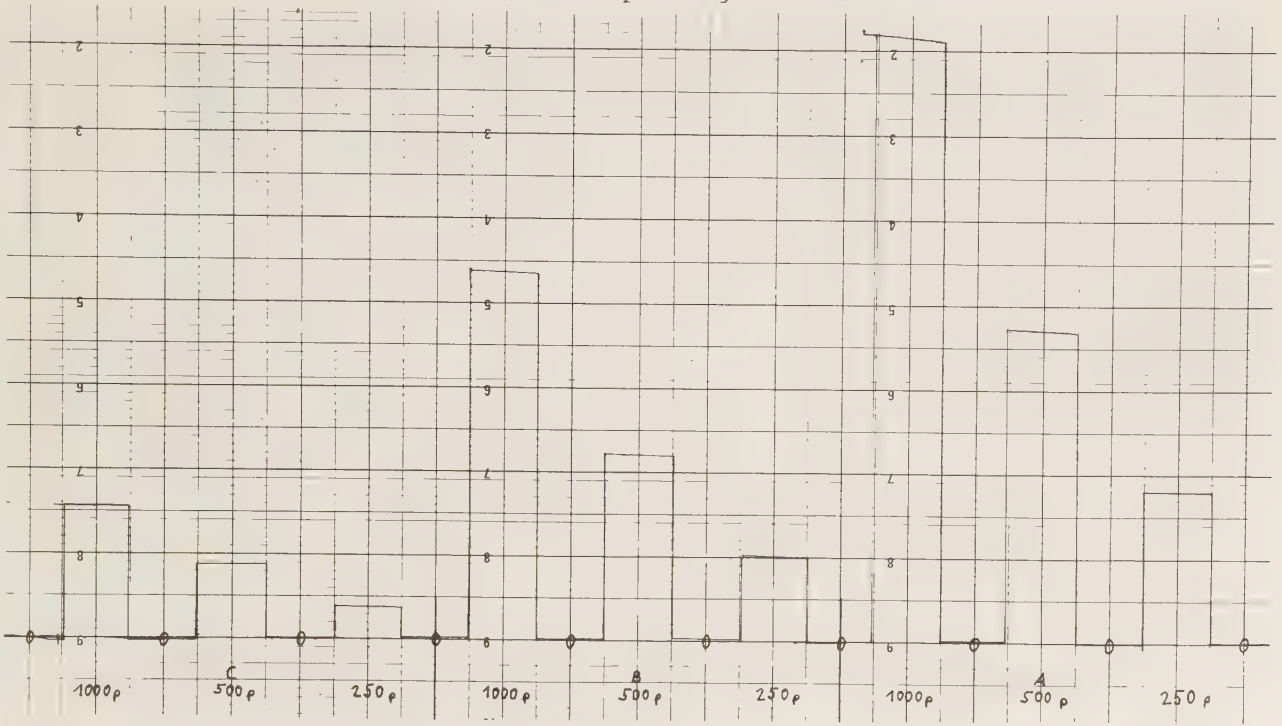


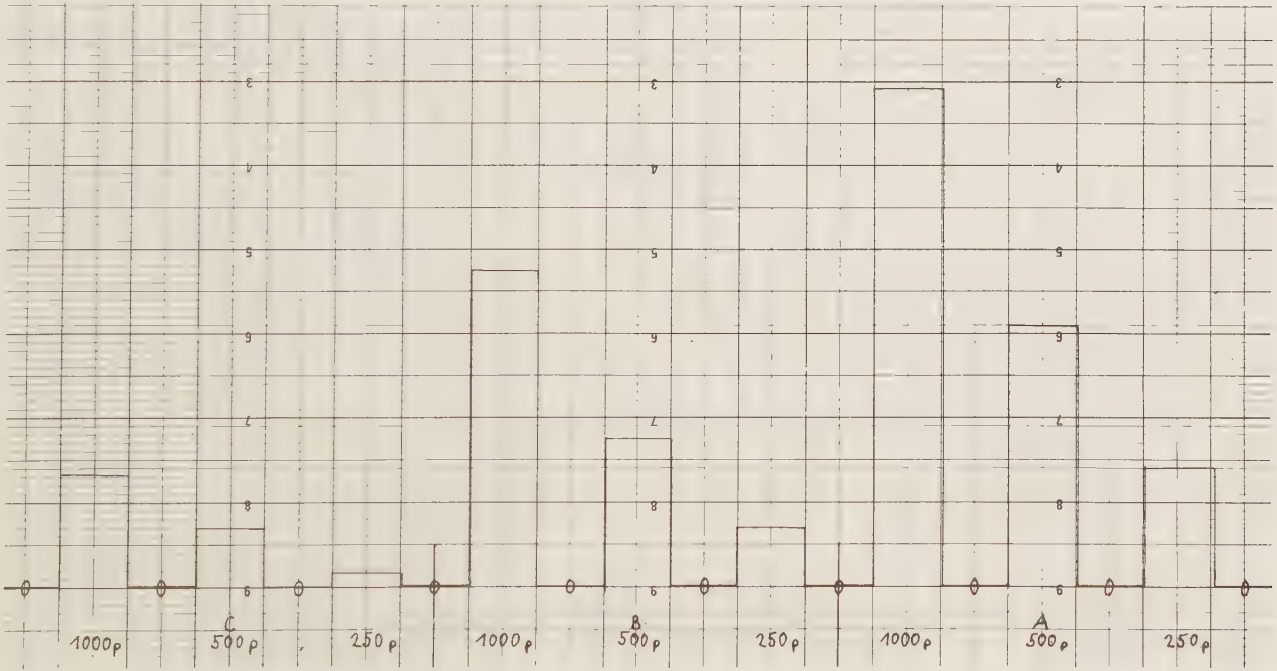
Abb. 10: Die Abhängigkeit der Beanspruchung (Torsion) bei der vertikalen Belastung des Steges bei A und B mit und ohne den Zahn 47. Die Beanspruchung der Wurzel ist bei einer sattelfernen Belastung mit dem Zahn 47 am größten.
Meßbereich 0,2 m V/V

4.4. Aufzeichnungen des Kompensationsschreibers als Beispiele der Messungen bei vertikaler Belastung

Messungen ohne Zahn 47 bei vertikaler Belastung der Konstruktion an den Belastungsstellen A,B und C, Meßbereich 5 m V/V. Beanspruchung am DMS 1



Messungen mit Zahn 47 bei vertikaler Belastung der Konstruktion an den Belastungsstellen A,B und C, Meßbereich 5 m V/V. Beanspruchung am DMS 1



5. EICHUNG VON DMS 1 UND 2

Die in der Meßreihe gewonnenen Werte können nur einen Hinweis auf die an der Wurzelspitze auftretenden Belastungen geben. Dies beruht auf den Problemen, die sich im Zusammenhang mit der Eichung des Meßaufbaues ergeben. Eine exakte Eichung ist zur Zeit nicht möglich, da der genaue Drehpunkt und die Größe der belasteten Wurzelfläche nicht bekannt sind. Die Eichung wurde durchgeführt, indem die Wurzelspitzen punktförmig an der Stelle senkrecht zur Zahnachse und zur Schlitzrichtung durch Gewichte belastet wurden, an der die Oberfläche des Metalls durch die Versuche blank gescheuert worden war. Dazu mußte die gesamte Konstruktion aus dem Modell entfernt werden und in einen Schraubstock in der nötigen Weise eingespannt werden. In eine punktförmig eingefräste Vertiefung wurde ein Stahlhaken eingehängt, und an diesem wiederum ein Korb für die Gewichte, um so die angegebenen Belastungen zu erzielen. Trägt man die Meßergebnisse in die Eichkurven ein, wird sichtbar, daß die DMS eine sehr gute Linearität aufweisen. Weiter erkennt man, daß DMS 1, bedingt durch Wurzelquerschnitt, Schlitzrichtung und Applikationsstelle (weiter apikal als DMS 2), bei Belastung höhere Meßergebnisse liefert als DMS 2.

Die Belastungen wurden punktförmig bis maximal 10,0 N durchgeführt, um ein Verbiegen der Konstruktion zu vermeiden. Nach Entlastung der Konstruktion kehrte die Anzeige wieder langsam auf den Nullpunkt zurück.

DMS 3, der die Torsion des Steges 33 bis 43 mißt, ließ sich auf die angegebene Art nicht eichen.

5.1. Meßergebnisse der Eichung

DMS 1

a) Meßbereich 0,1 m V/V

Newton	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4
SKT	7	14	21	28	35,5	42	50	56	64	71	78	85	92	100

b) Meßbereich 0,2 m V/V

Newton	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0	2,2	2,4	2,6	2,8
SKT	7	14	21	28	36	42	50	56	63	70	77	84	92	99

DMS 2

a) Meßbereich 0,1 m V/V

Newton	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5
SKT	2	4	7	9	11	13	16	18	20	22	28	33	38	44	49

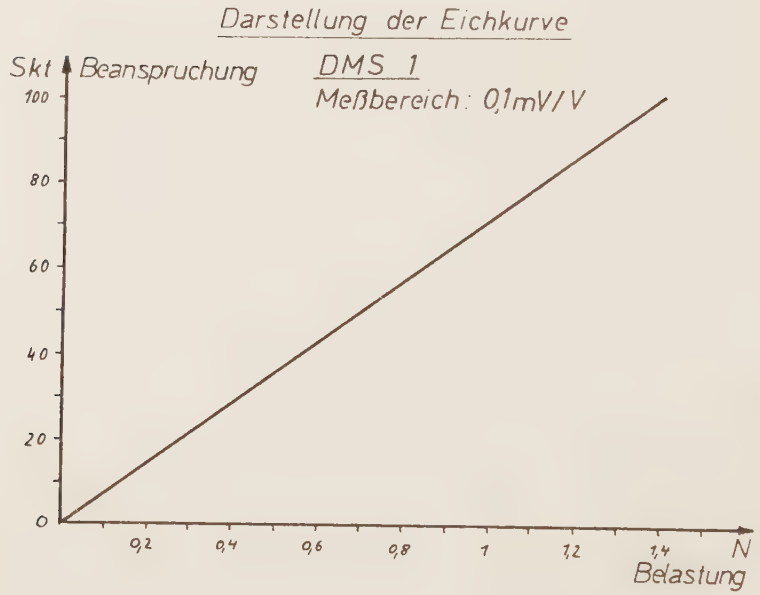
Newton	5,0	5,5	6,0	6,5	7,0
SKT	54	60	65	70	76

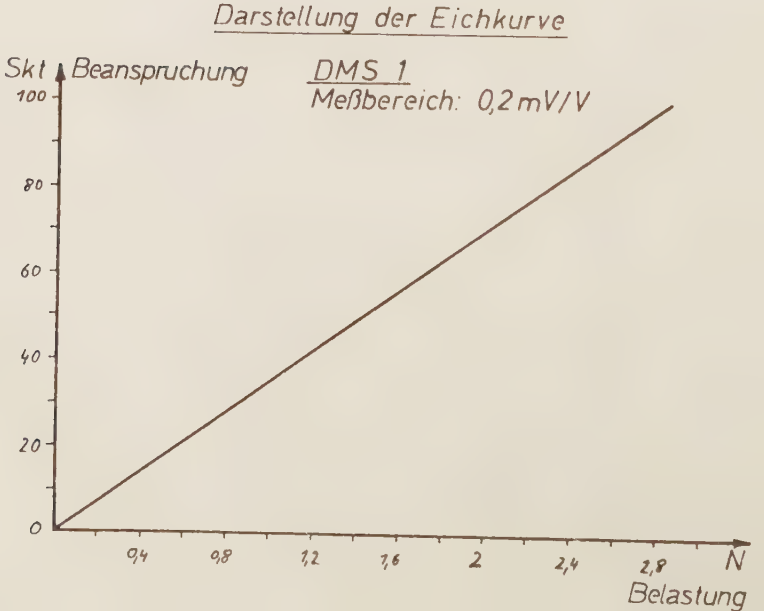
b) Meßbereich 0,2 m V/V

Newton	1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0	7,0	8,0	9,0	10,0
SKT	6	11	16	22	28	33	38	44	50	56

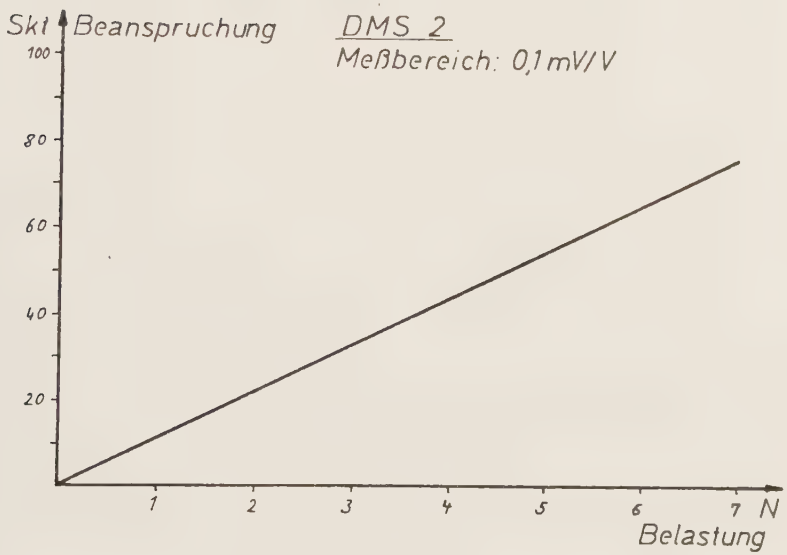
Auf den folgenden Seiten 38 und 39 sind die Meßergebnisse nochmals in Eichkurven dargestellt. Aufzeichnungen des Kompensationsschreibers darüber sind auf den Seiten 40 und 41 abgebildet.

5.2. Darstellung der Eichkurven

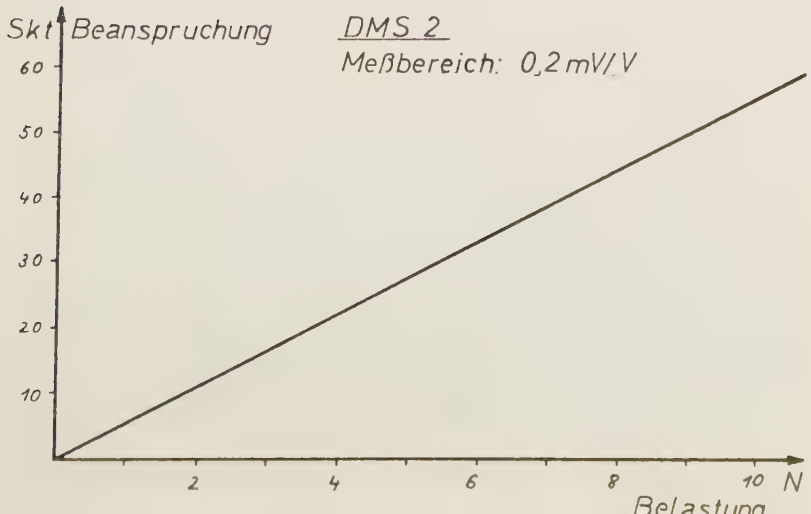




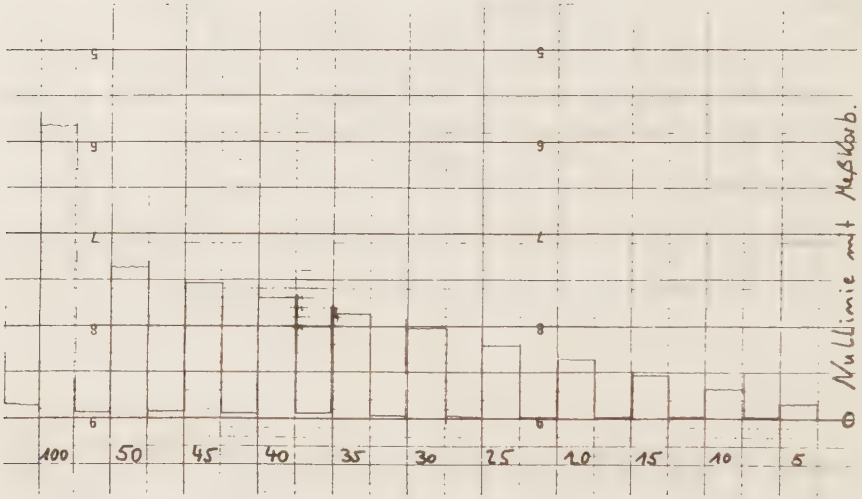
Darstellung der Eichkurve



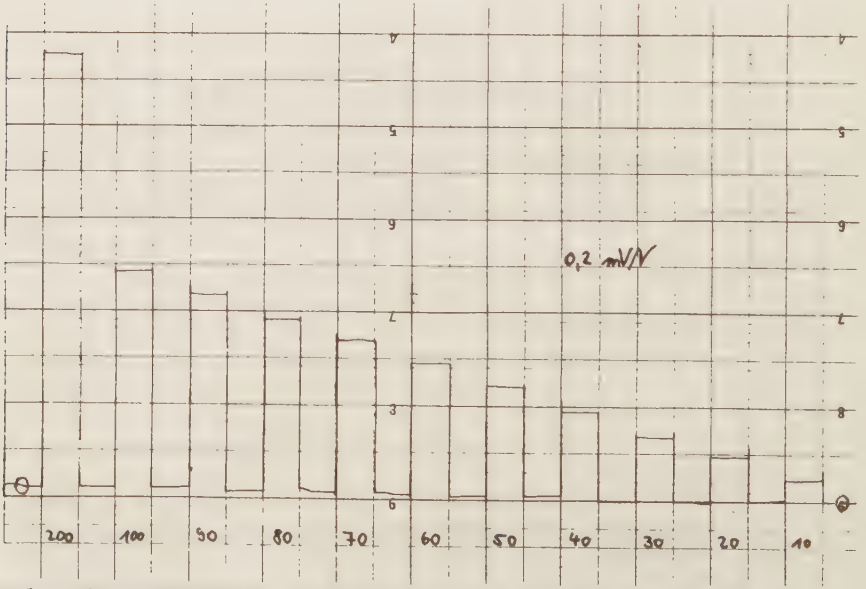
Darstellung der Eichkurve



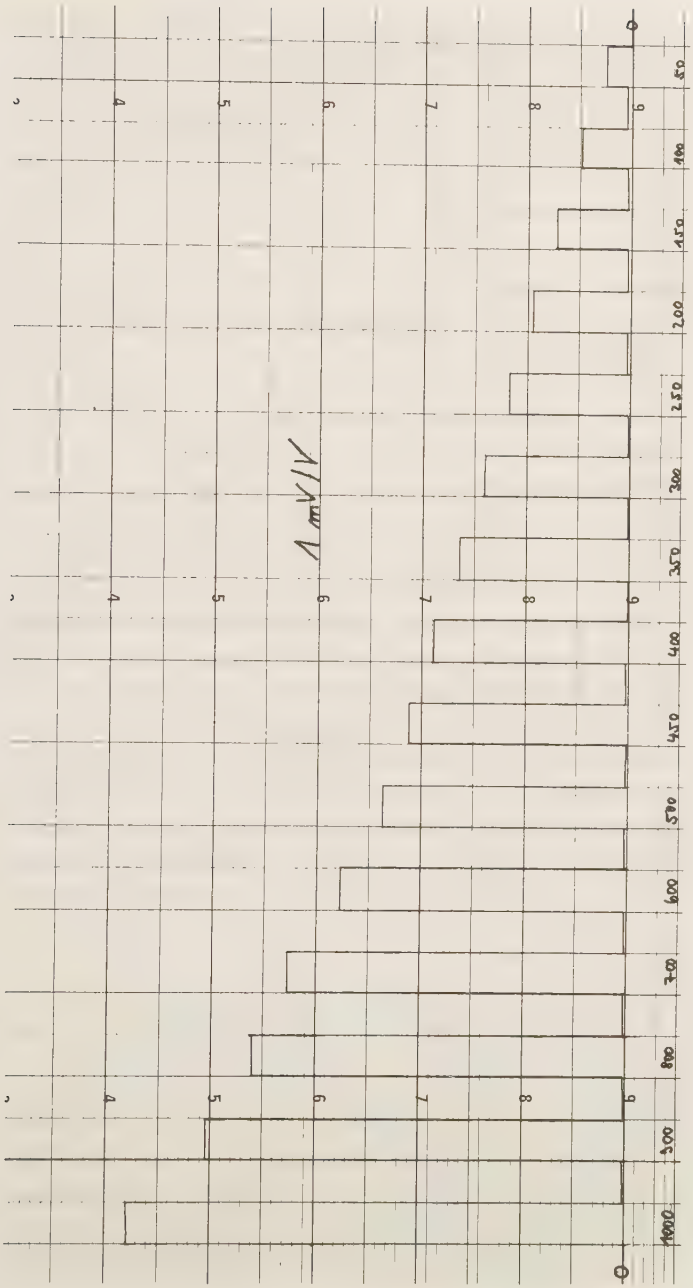
5.3. Aufzeichnungen des Kompensationsschreibers als Beispiele der durchgeführten Eichung



Aufzeichnungen des DMS 1, Meßbereich 1 m V/V bei der durchgeführten Eichung



Aufzeichnungen DMS 2, Meßbereich 0,2 m V/V bei der durchgeführten Eichung



Aufzeichnungen DMS 2, Meßbereich 1 m V/V bei der durchgeführten Eichung

6. ERGEBNISSE

Die Meßergebnisse sollen nun im einzelnen erläutert werden. Die Streuung der Meßergebnisse in den durchgeführten Versuchen war unerheblich. Geringfügige Abweichungen ließen sich durch Ableseungenauigkeiten und Temperaturschwankungen erklären.

Ergebnisse bei vertikaler Belastung der Belastungsstellen A, B und C: (siehe Skizze Seite 19)

DMS 1:

Die stärksten Beanspruchungen der Konstruktion A (33 bis 43) findet man bei den vertikalen Belastungen des linken Freiendsattels am Zahn 33 (DMS 1) am distalen Belastungspunkt A. Dies läßt sich leicht durch den extrem langen Hebelarm und durch die weit apikale Applikationsstelle des DMS 1 erklären. Entsprechend dem kürzeren Hebelarm fallen die Beanspruchungen, die bei vertikaler Belastung am Belastungspunkt B und C auftreten, geringer aus. Bei der Konstruktion B (33 bis 43 mit dem Zahn 47) tritt eine Stabilisierung der Konstruktion und damit eine Entlastung für den Zahn 33 ein (am Diagramm deutlich sichtbar). Alle gemessenen Beanspruchungen waren deutlich geringer.

DMS 2:

Die am Zahn 43 (DMS 2) gemessenen Beanspruchungen fallen dem Wert nach geringer aus. Dies hat technische und anatomische Gründe. Zum einen liegt die Applikationsstelle weiter cervikal als DMS 1 (ein Justieren auf den Millimeter genau war beim Aufkleben des DMS nicht möglich); zum anderen wird, bedingt durch die Schlitzrichtung und den ovalen Wurzelquerschnitt, die Wurzel stabiler als beim DMS 1. Trotzdem wird bei der Belastung an den Belastungsstellen A

und B mit 10,0 N eine meßbare Beanspruchung auf die Wurzel von 43 übertragen. Bei der Konstruktion B ist keine Beanspruchung mehr meßbar, die von den Belastungsstellen A, B und C ausgeht.

DMS 3:

Überraschenderweise werden die Beanspruchungen (Torsion am Steg), die am DMS 3 gemessen wurden, bei der Konstruktion B nicht geringer sondern größer als bei der Konstruktion A. Dieses Ergebnis läßt sich bei näherer Betrachtung erklären. Ohne den Zahn 47 kann die gesamte Konstruktion A bei Belastung an den Belastungsstellen nach distal kippen. Bei Verbindung der Zähne 43 und 47 durch den Steg wird der Zahn 43 am Abkippen nach distal gehindert. Dadurch wird eine größere Kraft am Steg zwischen 33 und 43 wirksam, die sich in Form einer stärkeren Torsion bemerkbar macht und am DMS 3 abgelesen werden kann.

Bei Belastung der Belastungsstelle C vertikal lassen sich keine auswertbaren Ergebnisse erzielen, da der DMS 3, bedingt durch die Applikationsweise und seine aktive Meßrichtung, vorwiegend Torsionen des Steges 33 bis 43 mißt. Es treten aber bei Belastung der Belastungsstelle C, die ja unmittelbar am Pfeilerzahn liegt, kaum Torsionen des Steges auf sondern vorwiegend Durchbiegungen, auf die der DMS 3 schlecht anspricht.

Die Meßergebnisse, die sich erstens durch Belasten der Belastungsstellen A, B und C und zweitens durch Belasten der Belastungsstellen A', B' und C' ergeben, lassen sich nicht miteinander vergleichen. Dies liegt an der unterschiedlichen Schlitzrichtung der Wurzeln 33 und 43. Die Schlitzrichtung sollte immer senkrecht zur Auslenkung des Pfeilerzahnes bei Belastung stehen, um gute Meßergebnisse zu erzielen. Dies ist bei Belastung an den Belastungsstellen A, B und C der Fall, nicht jedoch bei den Belastungsstellen

A', B' und C' . Durch die Wurzelschlitze und den ovalen Wurzelquerschnitt erfahren die Zähne 33 und 43 eine unterschiedliche Stabilität, die sich auch auf die Kraftübertragung auswirkt.

Ergebnisse bei vertikaler Belastung der Belastungsstellen A', B' und C': (siehe Skizze Seite 19)

DMS 1:

Die sehr hohen Meßergebnisse (s. 27) zeigen, daß bei Belasten der Konstruktion A an den Belastungsstellen A', B' und C' eine sehr große horizontale Beanspruchung auf die Wurzel des Zahnes 33 übertragen wird. Bei der Konstruktion B werden auch hier die Meßwerte kleiner. Die Werte mit negativem Vorzeichen lassen vermuten, daß der Zahn 33 nicht mehr vorwiegend nach distal gekippt, sondern in die Alveole intrudiert wird. Dies ist verständlicherweise am Belastungspunkt C' am größten.

DMS 2:

Am Zahn 43 wird deutlich, daß Schlitzrichtung, Applikationsstelle und Wurzelquerschnitt einen starken Einfluß auf die Größe der Meßwerte haben. Wie zu erwarten, stabilisiert aber auch hier die Verbindung des Zahnes 47 die Konstruktion B, die Kippbeanspruchung des Zahnes wird geringer.

DMS 3:

Die größten Beanspruchungen treten auf (Torsion des Steges), wenn an der Belastungsstelle A' die Konstruktion A belastet wird. Bei B' und C' werden die Werte deutlich kleiner. Bei der Konstruktion B tritt zwar eine erhebliche Verringerung der Beanspruchung ein, aber auch hier wird eine deutliche Torsion des Steges gemessen.

Ergebnisse bei horizontaler Belastung der Belastungsstellen A, B und C: (siehe Skizze Seite 19)

Der DMS 3 wird dabei hauptsächlich auf Stauchung belastet, nicht auf Torsion. Da bei einer Torsion bzw. Stauchung des Steges 33 bis 43 zwangsläufig auch die Zähne 33 und 43 belastet werden, wie die vorhergehenden Messungen zeigten, wurde bei der horizontalen Messung nur der DMS 3 ausgewertet, da hier ohnehin die größten Meßwerte auftraten.

DMS 3:

Es zeigte sich, daß bei einer rein horizontalen Belastung die Konstruktion A stärker verformt wurde als die Konstruktion B. Eine Erklärung hierfür läßt sich derzeit nicht finden. Die übrigen Ergebnisse entsprechen den Erwartungen. An der Belastungsstelle A sind die Werte größer als an B, und bei B wiederum größer als bei C.

Die Belastung erwies sich als schwierig, da durch die konische Form der Wurzeln eine Keilwirkung auftrat, die die Zähne aus der Alveole herauszog, also eine Extrusionskraft. Die Schädlichkeit der horizontalen Beanspruchung wird dadurch verdeutlicht.

7. DISKUSSION

Allgemeingültige Aussagen über das Bewegungsverhalten der Pfeilerzähne, die mit Stegen verbunden sind, lassen sich aufgrund dieses Modellversuches nicht machen, zumal, wie bei jedem Modellversuch, durch gewisse Vereinfachungen auch Fehlerquellen entstehen. Solche Fehlerquellen lassen sich jedoch nur ausschalten, wenn die Messungen direkt am Patienten durchgeführt werden. So hat das hergestellte Modell natürlich nicht die biologischen Eigenschaften einer sich bei Belastung verbiegenden Knochenspange. Auch die Elastizität der im Versuch verwendeten Metallzähne entspricht nicht der von normalen Zähnen.

Jedoch kann durch diese Meßreihe verdeutlicht werden, welchen Beanspruchungen die Pfeilerzähne einer solchen Konstruktion, bei starrer Verbindung mit dem Prothesensattel, ausgesetzt sind. Die Ergebnisse zeigen, daß die Pfeilerzähne keinesfalls nur intrudiert und nach distal gekippt werden.

Es ergab sich, daß Bewegungsrichtungen auftreten, die unphysiologisch sein müssen. So läßt zum Beispiel die Torsion des Steges von 33 nach 43 den Schluß zu, daß die Pfeilerzähne zueinander gekippt und gleichzeitig minimal aus der Alveole herausgezogen werden (Torsion bedingt eine Verkürzung des Steges).

Beim Verwinden der UK-Spange durch die Kaubelastung können die blockierten Zähne ebenfalls nicht den Bewegungen der Alveole folgen und werden aus der Alveole herausgezogen. Die Bewegungsabläufe sind also sehr vielgestaltig und vollziehen sich in allen drei Dimensionen. Darüber hinaus wurde deutlich, daß das Biegeverhalten von Zähnen und Alveolarknochen (Metallzähne und Kunststoffmodell), bedingt durch den ovalen Wurzelquerschnitt und die unterschiedlich starken Alveolarwände, verschieden ist.

Untersuchungen zeigten, daß Belastungen über 5,0 Newton in horizontaler Richtung bereits unphysiologisch auf das Pfeilerparodont wirken (SCHÄHL, H. 1960). Solche Belastungen treten jedoch bei starren Konstruktionen häufig auf (LUDWIG, P. 1978).

Die in den oben beschriebenen Modellversuchen auftretenden horizontalen Beanspruchungen der Zahnwurzel liegen deutlich über 5,0 Newton. Legt man die angegebene Eichung zugrunde, so können durch Hebelübersetzung bei vertikaler Belastung des Steges von 10,0 Newton an der Belastungsstelle A bei der Konstruktion A Beanspruchungen bis zu 12 Newton am Zahn 33 auftreten. Bei der Konstruktion B sind es ca. 10,0 Newton. Bei gleicher Belastung des Steges, jedoch an der Belastungsstelle C, tritt bei der Konstruktion A nur noch eine Beanspruchung von 3,0 Newton und bei der Konstruktion B von 2,0 Newton auf. Die sehr hohen horizontalen Beanspruchungen könnten verantwortlich sein für die Schmerzen, über die Patienten mit Konstruktionen vom Typ A oder B klagen.

Natürlich nimmt im Normalfall die Schleimhaut einen Teil der Kaukraft auf, aber die Kaukraft liegt auch höher als die Belastung im Modellversuch.

Versuche an abgestützten, partiellen Prothesen ergaben, daß ca. 2/3 der Belastung an die Schleimhaut und ca. 1/3 auf die Pfeilerzähne übergeht (KÖRBER, E. 1961). Dabei traten Schleimhautbelastungen von 4 Kg/cm^2 auf.

Das Kaukraftaufnahmevermögen von Teilprothesen konnte mit sogenannten "Doppelmeßdosen", die mit DMS arbeiten, am Patienten gemessen werden (WINDECKER, D. 1965). Die Belastung der Sättel in der Sattelmitte bei vertikaler Kraftrichtung betrug zwischen 12,5 Kp und 17 Kp. (Leider lagen keine Angaben über die Größe der Sattelauflagefläche vor). Hinzu kommt, daß horizontal angreifende Kräfte von Zunge, Wange etc. nicht so gut von dem Prothesenlager abgefangen werden können, wie vertikale Kräfte (SCHULTE, W. und MILLER, E. 1962).

Bei einer Schleimhautresilienz von 0,2 bis 0,7 mm bei 20 Kp Belastung (KÖRBER, E. 1954) und einem Einlagerungsvermögen der Prothesen von 0,2 bis 0,3 mm innerhalb von drei Wochen (NIEDERMEIER, W. 1980) treffen die Berechnungen von REHM, H., KÖRBER, E. und KÖRBER, K.H. 1962 nicht mehr zu. Diese Berechnungen führten zu der Aussage, daß bei vertikaler Belastung eines Freiendsattels der endständige Pfeiler, der mit einer starren Konstruktion (Konuskronen) verbunden ist, eine Beanspruchung erfährt, die im Bereich des Physiologischen liegt.

Wie der Modellversuch und zahlreiche Nachuntersuchungen (z.B. KÖRBER, E. 1977, KERSCHBAUM, TH. 1977) zeigen, wirkt sich eine Verblockung von drei Pfeilerzähnen durchaus günstig aus. Es muß jedoch darauf geachtet werden, daß der an einen endständigen Pfeilerzahn angreifende vertikale Hebelarm nicht zu groß wird. In dieser Hinsicht erscheint es günstig, Doppelarm-Klammern mit Auflagen oder Anchor-Viss-Geschiebe-Gelenke als Befestigungs- und Halteelemente zu verwenden. Hierzu sollten aber ebenfalls erst Modellversuche durchgeführt werden, um die Beanspruchung dieser Prothesenelemente auf die Pfeilerzähne zu überprüfen.

Die Tatsache, daß gelockerte Pfeilerzähne die häufigste Ursache für eine Funktionsuntüchtigkeit von Teilprothesen sind (KÖRBER, E. 1975), zeigt die Notwendigkeit, weitere Untersuchungen über die Belastung von Pfeilerzähnen durchzuführen, um so Fehlbelastungen zu erkennen. Es gilt für die Zukunft experimentell Konstruktionen für Teilprothesen zu entwickeln, die möglichst keine Fehlbelastungen an den Pfeilerzähnen hervorrufen.

8. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht,ob durch die vertikale Belastung eines Freiendsattels, der mit einem Frontzahnblock (33 bis 43) starr verbunden war, Kippungen der Pfeilerzähne auftreten, die zu horizontalen Beanspruchungen der Pfeilerzahnwurzeln führen. Weiter wurde untersucht, wie durch eine Stegverbindung die auf einen Pfeilerzahn einwirkenden Kräfte auf einen anderen Pfeilerzahn übertragen werden. In einem Modellversuch (verblockte Stegkonstruktionen) konnte mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen die horizontale Beanspruchung von Pfeilerzähnen im Bereich der Wurzeln nachgewiesen und gemessen werden. Die sich bei Belastung der Freiendsättel (Pfeilerzähne 33 bis 43) ergebenden horizontalen Beanspruchungen (Dehnungen, Stauchungen, Torsionen) der Pfeilerzahnwurzeln und die Beanspruchungen eines verbundenen Steges wurde dann aufgezeichnet und analysiert.

Durch Erweiterung der Konstruktion um einen Pfeilerzahn (47) konnte dann der Einfluß der Verblockung aufgezeigt werden.

Die Versuche zeigten:

1.) daß selbst Stegkonstruktionen mit einem Profil von 2 x 4 mm bei Belastung des Steges mit 10 Newton keinesfalls starr sind.

2.) Daß jeweils aus den pfeilerzahnnahen Belastungen des Freiendsattels die geringsten horizontalen Beanspruchungen für den Pfeilerzahn resultierten.

3.) Daß durch Stegverbindungen, die auf einen Pfeilerzahn einwirkenden Kräfte über den Steg auf einen anderen Pfeilerzahn übertragen werden und dort eine horizontale Beanspruchung an der Pfeilerzahnwurzel verursachen.

4.) Daß Verblockungen der Pfeilerzähne durch Stege zu einer Verteilung der Belastung führen. Es kann aber bei völlig starrer Verbindung einer Freiendprothese mit einem Pfeilerzahn und pfeilerzahnferner Belastung leicht zu einer Überbeanspruchung einzelner Pfeiler durch auftretende Torsionen der Stege kommen.

5.) Daß Torsionen des Steges zwischen den Zähnen 33 und 43 auftraten, die zu einer horizontalen Kippbewegung der Pfeilerzähne führten. Diese horizontale Beanspruchung der Pfeilerzahnwurzeln könnte Ursache sein für die Schmerzen, die teilweise von Patienten angegeben werden, die mit solchen starren Konstruktionen versorgt sind.

9. LITERATURVERZEICHNIS

BAER, O.: Der Freiendsattel in Beziehung zum Restgebiß.

Schw. Mschr. Zahnheilkunde 73, 197 - 216, 287 - 319 (1963)

Schw. Mschr. Zahnheilkunde 75, 255 - 284, 374 - 405, 516 - 542, 1191 - 1213 (1965)

DOLDER, W., SCHÄRER, P.: Die Steg-Gelenk-Prothese.

Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 358 - 363 (1961)

FENNER, W.: Zahnbeweglichkeitsmesssungen an Ankerzähnen unter Freiendprothesen.

Med. Diss., Zürich 1955

HOFMANN, M.: (a) Die Periodontographie des gesunden und erkrankten Parodontiums.

Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilk. 48, 179 - 224 (1967)

(b) Pfeilerkinematik u. Abstützung.

Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 1315 - 1323 (1967)

JÜDE, H.-D.: (a) Untersuchungen über die Prothesenmechanik und partiellen Zahnersatz.

Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 821 - 825 (1970)

(b) Untersuchungen über die elastische Deformierung unterer Einstückgußfreiendprothesen bei verschiedenen Belastungen.

Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 304 - 306 (1970)

JUNG, F.: Die funktionell-elastische Deformation des Kieferknochens und die Eigenbeweglichkeit der Zähne.

Schw. Mschr. Zahnheilk. 70, 17 - 29 (1960)

KERSCHBAUM, TH., VOSS, R.: Der Einfluß der primären Verblockung des Restgebisses - Ergebnisse einer Nachuntersuchung an Teilprothesenträgern.
Zahnärztl. Welt u. Reform 6, 290 - 295 (1977)

KLÖTZER, W.: Über die elastische Deformation der Brückenzwischenglieder.
Zahnärztl. Welt u. Reform 1, 13 - 16 (1960)
Zahnärztl. Welt u. Reform 2, 45 - 50 (1960)

KÖRBER, E.: Ergebnisse aus Nachuntersuchungen bei Trägern von Teilprothesen.
Zahnärztl. Mitt. 7, 403 - 408 (1977)

KÖRBER, E.: Kontrolluntersuchungen an parodontal u. parodontal-gingival gelagerten Teilprothesen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 77 - 84 (1975)

KÖRBER, E.: Untersuchungen über die Beziehung von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 9, 348 - 355 (1954)

KÖRBER, E.: Untersuchungen über Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 16, 268 - 271 (1961)

KÖRBER, K.-H.: Prothesenkonstruktion und Pfeiler-parodont-Elektronisch-meßtechnische Untersuchung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 826 - 829 (1970)

LUDWIG, P.: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freiendprothesen.

(a) Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 547 - 552 (1976)

(b) Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 612 - 615 (1976)

(c) Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 774 - 778 (1976)

LUDWIG, P., RARISCH, B.: Dtsch. zahnärztl. Z. 31, 251 - 256 (1979)

MARX, H.: Zur Dynamik der aus der elastischen Kieferdeformierung stammenden Zahnbewegung.

Dtsch. zahnärztl. Z. 11, 1310 - 1315 (1967)

MÜHLEMANN, H.-R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit.

Schw. Mschr. f. Zahnheilk. 61, 1 - 67 (1951)

NIEDERMEIER, W.: Zum Einlagerungsverhalten starr abgestützter Freiendprothesen.

Dtsch. zahnärztl. Z. 35, 394 - 396 (1980)

PIOTRAUT, J.: Etude de la mécanique de la traveéde bridge par l-analyse expérimentale des contraintes.

Revue D'ODONTO-STOMATOLOGIE-TOME V-No 2, 97 - 103 (1976)

RHEM, H., KÖRBER, E., KÖRBER, K.-H.: Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freiendprothesen.

Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 963 - 973 (1962)

SCHÖHL, H.: Die Messung der Zahnbeweglichkeit unter funktioneller Belastung.
Dtsch. zahnärztl. Z. 15, 1185 - 1192 (1960)

SIEBERT, G.: Zur physiologischen Auslenkung der Zähne.
Dtsch. zahnärztl. Z. 35, 362 - 365 (1980)

SIEBERT, G., SCHULZ, W.: Zur Kinematik von Pfeilerzähnen bei Teilprothesenträgern.
Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 505 - 511 (1978)

SCHULTE, W., MILLER, E.: Druckbelastungen des Alveolarfortsatzes durch Zunge und periorale Muskulatur.
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 416 - 423 (1962)

STROM, J.: Der Einfluß der Prothesenlagerung auf die Bewegung des Pfeilerzahnes.
Med. Diss. Tübingen 1965

VAN THIEL,H.: Das Verhalten der herausnehmbaren Teilprothese im Funktiosgeschehen.
Dtsch. zahnärztl. Z. 12, 845 - 860 (1957)

WIELAND, W.-H.: Untersuchung über die Bewegung der Ankerzähne partieller Prothesen bei Belastung des Sattels.
Med. Diss. Tübingen 1966

WINDECKER, D.: Vergleichende Untersuchungen über das Kaukraftaufnahmevermögen von Teilprothesen und die dabei an der Prothesenbasis wirksam werdenden Kraftkomponenten.
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 369 - 378 (1965)

WINDECKER, D., HERMANNS, W.: Auswirkung der Werkstoffeigenschaften auf die Konstruktion und Dynamik der Unterkiefer-Freiendprothese.
Dtsch. zahnärztl. Z. 25, 804 - 815 (1970)

WIRZ, J.: Starre oder gelenkige Verbindung zwischen Prothese und Steg-Gerüst im Unterkiefer.
Dtsch. zahnärztl. Z. 28, 553 - 560 (1973)

Herrn Professor Dr. Erich Körber möchte ich für die Überlassung des Themas, für die wertvolle Anleitung und die Ratschläge zu dieser Arbeit meinen besonderen Dank aussprechen.

Herrn Dr. Lindemann möchte ich für die Hilfe beim Erstellen der Meßanlage und für die Durchsicht des Manuskripts recht herzlich danken.

Ebenso möchte ich mich bei Herrn Dr. W. Freesmeyer für die Anfertigung der Photoaufnahmen bedanken.

LEBENSLAUF

Am 25.5.1953 wurde ich, Hans- Werner Oehmke,als Sohn des Studienrates Werner Oehmke und seiner Ehefrau Ursula Oehmke, geb. Rogner, in Berlin geboren.

Von 1960 bis 1966 besuchte ich die Süd-Schule (Grundschule). Daran schloß sich die Beucke-Schule (Realschule) bis 1970 an, um schließlich ab 1970 die Menzel-Oberschule (Gymnasium) zu besuchen, wo ich 1973 die Reifeprüfung mit Erfolg ablegte (alle Schulen liegen in Berlin).

Anschließend absolvierte ich eine Lehre als Zahntechniker in Berlin, die ich im September 1976 mit bestandener Gesellenprüfung abschließen konnte. Bis zur Aufnahme meines Studiums arbeitete ich als Zahntechniker im Labor H. Matern in Berlin.

Mein Studium der Zahnheilkunde begann ich im Sommer-Semester 1977 an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen. Dort legte ich auch nach 5 vorklinischen Semestern, im Sommer-Semester 1979, die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Am 7.3.1980 heiratete ich meine Frau Angela Oehmke, geb. Bettin. Mein erstes Kind, Philipp, Hans-Jürgen Oehmke, wurde am 27.6.1981 geboren.

Ich habe am 14.6.1982 mein zahnärztliches Staatsexamen abgelegt.